

胎児X線CT検査における胎児と妊婦の線量評価

著者	松永 雄太
学位授与機関	Tohoku University
学位授与番号	11301甲第17481号
URL	http://hdl.handle.net/10097/00122368

博士論文

胎児 X 線 CT 検査における胎児と妊婦の線量評価

東北大学大学院医学系研究科保健学専攻

生体応用技術科学講座 放射線検査学分野

松永雄太

目次

1. 要約	1～2
2. 研究背景	3～8
3. 研究目的	9
4. 研究方法	10～17
4.1 使用機器	
4.2 TLD 素子を使用した線量測定方法	
4.2.1 CT 装置と撮影条件	
4.2.2 妊婦ファントムと線量計の配置	
4.2.3 線量校正と線量計算	
4.3 線量プロファイル	
4.4 画像ノイズ	
4.4.1 画像ノイズ測定	
4.4.2 統計的分析	
4.5 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定	
4.6 DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数の算出	
5. 研究結果	17～21
5.1 TLD 素子を使用した線量測定	
5.2 線量プロファイル	

5.3 画像ノイズ

5.4 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定

5.4.1 320 列ワイドボリウムモードにおける線量計算ソフト使用時のオーバーラップ法と従来法、TLD 素子による線量結果の比較

5.4.2 線量計算ソフトと TLD 素子による線量結果の比較

5.5 DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数の算出

6. 考察・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 21～29

6.1 TLD 素子を使用した線量測定

6.2 線量プロファイル

6.3 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定

6.4 DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数の算出

6.5 リミテーション

7. 結論・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 29～30

8. 謝辞・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 31

9. 文献・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 32～41

10. 図・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 42～54

11. 表・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 55～59

12. 図表の説明・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 60～63

1 要約

① 研究背景

近年、骨系統疾患の疑いのある胎児の出生前診断として、X 線 CT(computed tomography; コンピュータ断層撮影)検査の有用性が報告されている。しかし、胎児 CT 検査でのボリュームスキャンを行った胎児と妊婦の線量評価の実測報告はなく、妊娠後期の妊婦に対する線量評価において TLD (thermoluminescent dosimeter) 素子などによる実測結果と線量計算ソフトによる線量推定の比較もまた行われていない。さらに、成人や小児における頭部、胸部、腹部 CT 検査の DLP (dose-length product; 線量長さ積)と実効線量に関する関係性や換算係数に関する報告は多くあるが、胎児や妊婦の実効線量と DLP の関係性は明らかになっていない。

② 研究目的

そこで、本研究の目的は、(1) 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける胎児 CT 検査時の胎児と妊婦が受ける線量を実測し、線量プロファイル、画像ノイズの評価比較を行うこと、(2) 胎児と妊婦が受ける線量を TLD 素子による測定結果と線量計算ソフトで得られた結果で比較すること、(3) 胎児 CT 検査における DLP から胎児と妊婦実効線量を推定できる換算係数を示すこととした。

③ 研究方法

320 列 CT 装置のワイドボリュームモードと 80 列 CT 装置のヘリカルスキャンモードにて、妊婦ファントムと TLD 素子により胎児と妊婦が受ける線量を実測し、線

量プロファイル、画像ノイズ評価を行った。線量計算ソフトによる胎児と妊婦の線量推定は専用のスプレッドシートに実測で用いた撮影条件を入力して行った。胎児線量換算係数の算出は線量計算ソフトにてスキャン長を 8 つの条件に変更して算出した。

④ 研究結果

TLD 素子による測定において 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードの胎児線量はそれぞれ 5.50 mGy、3.99 mGy であった。320 列ワイドボリュームモードの線量プロファイルは 2 ケ所でスキャンの重なりを示したが、80 列ヘリカルスキャンモードでは認めなかった。両装置の画像ノイズに有意差を認めなかった。TLD 素子と線量計算ソフトによる線量結果は 320 列ワイドボリュームモードにおいて平均で 0.66 mGy (49%)、80 列ヘリカルスキャンモードにおいて平均で 0.67 mGy (43%)の違いを示した。

⑤ 結論

ワイドボリュームモード使用時に操作者はスキャン長によって自動的に決定されるビーム幅、スキャンの数、ボリュームスキャン同士が重なる位置に考慮が必要である。スキャン範囲に臓器全体が含まれる場合、妊娠後期の臓器線量と同様に胎児線量もまた、線量計算ソフトで評価可能であった。胎児実効線量換算係数は 320 列ワイドボリュームモードで $0.06 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 、80 列ヘリカルスキャンモードで $0.05 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ となり、妊婦の実効線量換算係数は $0.02 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ であった。

2 研究背景

1970 年代に開発された X 線 CT(computed tomography; コンピュータ断層撮影)は、1990 年代にスリッピングの採用によってヘリカルスキャンが可能となった。その後、体軸方向における検出器の多列化が進み、2000 年代後半には 320 列 CT 装置が登場した。ヘリカルスキャンの登場や検出器の多列化などに伴い撮影時間の高速化が図られた。さらに、低電圧撮影、デュアルエネルギー撮影などの様々な技術的進歩を遂げ、CT 検査は診断放射線において最も重要な検査のひとつになった。しかし、CT 検査は比較的高い患者線量を伴う¹⁾。患者線量を最適化するために DRL (diagnostic reference level; 診断参考レベル)という考えがあり、CT 検査の DRL では CTDI_{vol} (volume CT dose index; CT 線量指標)が用いられることが多い。DRL は線量限度や優れた診療と劣った診療の境界ではなく、日常の条件においてある特定の画像化手法から患者が受ける線量レベルがその手法にしては異常に高いか、または低いを示すために、電離放射線を用いた医学画像診断で用いられる考えである²⁾。Matsunaga ら^{3,4)}は日本の 3000 施設を対象にアンケートを行い、成人と小児(5 才)における代表的な CT 検査に関する CTDI_{vol} や実効線量の分布や平均値を報告した。Matsunaga ら^{3,4)}によると、日本の CT 検査における線量レベルは諸外国に比べて高い結果となっていた。CT 装置の技術的進歩による線量低減技術には、体格及び対象臓器に合わせて必要な管電流量をコントロールすることができる TCM (tube current modulation; 管電流変調)⁵⁾や従来の CT 画像再構成法である FBP (filtered back

projection;フィルタ補正逆投影法)に比べて低線量での画像再構成が可能になった逐次近似再構成法⁶⁾がある。さらに 2000 年代後半に登場した 320 列 CT 装置では、1 回転で最大 160 mm の範囲を寝台移動せずにデータを収集するボリュームスキャンが可能となった。それに伴い、320 列 CT 装置ではヘリカルスキャンで問題となるオーバービーミングやオーバースキャンから受ける患者線量を低減可能となった^{7,8)}。さらに、Z 軸方向に 160 mm 以上の被写体を撮影する場合、320 列 CT 装置にはヘリカルスキャンモードに加え、ボリュームスキャンのステップアンドシュートスキャンで撮影するワイドボリュームモードが搭載されている。Honda ら⁹⁾によってヘリカルスキャンモードに比べてワイドボリュームモードでは縦隔領域の濃度ムラやアーチファクトの改善が見られた事が報告された。

近年、骨系統疾患の疑いのある胎児の出生前診断として、CT 検査の有用性が報告されている¹⁰⁻¹³⁾。骨系統疾患とは、骨、軟骨、靱帯などの発生や発達に障害を生じ、骨格形成・維持に異常をきたす疾患の総称である。2015 年の骨系統疾患国際命名法会議で改訂された国際分類¹⁴⁾では 42 グループ 436 疾患に分類される。骨系統疾患全体の頻度は分娩 1 万件あたり 2.44 と稀な疾患ではなく、その内で最もよく見られる致死性骨異形成症は分娩 1 万件あたり 0.69 であった¹⁵⁾。胎児期に発症する骨系統疾患には周産期死亡を来す生命予後不良の疾患から成長につれて病状が進行し継続的に観察が必要な疾患など様々であり、経過と予後予測のための正確な出生前診断が重要である¹⁶⁾。従来では、非侵襲的でかつ放射線被曝のない超音波検査が出生

前診断の主な検査であった^{17,18)}。しかし、出生前診断における正診率は超音波検査が50-77%程度^{17,18)}に対して、CT検査では90%以上^{11,17)}という高い有用性を示された。

胎児超音波検査では四肢長管骨の短縮、変形や奇形、また頭蓋骨における高度な奇形などの特徴的な変化のみをスクリーニングすることが可能だが^{11,19)}、胎児CT検査では、形態の変化や骨化の程度といった超音波検査では観察が難しい変化を得ることができる。また、骨髄や軟部組織の描出に優れるMRI(magnetic resonance imaging; 磁気共鳴画像)検査が用いられることもある²⁰⁾。しかし、CT検査は骨格の描出能が高いため、胎児骨系統疾患の出生前診断にはCT検査を用いることが多い。

胎児CT検査は骨系統疾患に対する診断能力が優れているが、被曝の問題は避けられない。近年の研究では、小児や妊婦などの放射線感受性の高い患者の線量低減に関する研究に注目が集められている²¹⁻²³⁾。

妊娠中の医療被曝は発達中の胚や胎児の放射線感受性のために特別な考慮が必要である²⁾。ICRP (International Commission on Radiological Protection; 国際放射線防護委員会) publ.103²⁾内の“Radiation effects in the embryo and fetus”の低LET放射線の100 mGy未満より少ない線量における組織の損傷と奇形の子宮内リスクに関する記述は以下の通りである。

- ・100 mGyを下回る線量では致死的影響、奇形発生リスクへのいかなる影響は極めて稀である。

- ・奇形の誘発に関して、胎児に依存した子宮内の放射線感受性パターンが存在し、

主要な器官形成期に最大の感受性が現れる。

・子宮内被曝後の生涯がんリスクは小児期早期の被曝後のリスクと同様で最大でも集団全体のリスクのおよそ 3 倍と仮定する。

成人と比較して胎児における放射線感受性は高い^{2,24-26)}。胎児や小児の放射線感受性が高い理由を以下に示す。①小児や胎児の臓器の細胞分裂速度が速い。②被曝後の生存期間が成人よりも長いため、放射線誘発がんが出現する可能性が大きい。③確率的影響の遺伝的に有意な期間が成人に比べて長い。胎児 CT 検査施行の際、潜在的放射線リスクよりも診断の有益性が上回ることを十分に確認する必要がある。したがって、胎児 CT 検査の胎児線量評価と撮影条件の最適化は重要なことである。Miyazaki ら¹⁹⁾は 2009 年 10 月から 2011 年 2 月までに胎児 CT 検査を施行した CTDI_{vol} や DLP (dose-length product; 線量長さ積) の調査に基づいて日本の胎児 CT 検査に関する DRL を報告した。Miyazaki ら¹⁹⁾の報告によると CT による骨系統疾患の出生前診断を行うすべての病院はヘリカルスキャンを採用し、逐次近似再構成法を利用している施設は 1 施設のみであった。さらに、32 から 40 mm のビーム幅のヘリカルスキャンを使用している施設が最も多かった¹⁹⁾。胎児 CT 検査において逐次近似再構成法を使用した胎児と妊婦が受ける線量を調査した研究はなく、さらに胎児のボリュームスキャンによる線量測定の情報もない²⁷⁾。

X 線 CT 検査における患者線量の評価にモンテカルロ計算ソフトを用いられるようになった。特に ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT scanners) CT

Patient Dosimetry Calculator²⁸⁾は日本で最も利用される線量計算ソフトであり、ImPACT calculator を使用した線量報告^{4,29,30)}は多くある。胎児 CT 検査の線量評価において ImPACT calculator²⁸⁾(以下、線量計算ソフト)のようなモンテカルロ計算ソフトや Felmler³¹⁾が考案した推定式を使用して計算した研究はいくつかある^{11,13)}。Hurwitz³²⁾は在胎期間三か月(約 12 週)の妊婦に改造した人体ファントムに TLD (thermoluminescent dosimeter; 熱ルミネセンス線量計) 素子を埋め込み、実測で胎児線量の推定を行っているが、日本の胎児 CT 検査を施行する平均在胎期間は 30 週以降(妊娠後期)である¹⁹⁾。TLD 素子による測定は準備や測定に時間がかかり、日々の臨床業務中に使用するには実用的ではない。一方で線量計算ソフトは臨床現場において撮影条件を専用スプレッドシートに入力することだけで、線量推定が可能である。線量計算ソフト の人体数学ファントムである MIRD-5 (Medical Internal Radiation Dose Five)数学ファントムは成人両性で 5 mm 間隔の横断面として 208 の平板に区分し、各断面に含まれる 27 種類の臓器線量を推定可能である。しかしながら、MIRD-5 数学ファントムは標準サイズの人体臓器位置に基づいた幾何学的形状からなるため妊娠後期における妊婦の解剖学的位置とは異なる可能性があるので、妊娠後期の妊婦に模したファントムによる実測結果と線量計算ソフトによる推定結果を比較する必要がある。

さらに、成人や小児の頭部、胸部や腹部 CT 検査の DLP と実効線量に関する関係性や換算係数は多く報告されているが³³⁻³⁷⁾、胎児や妊婦の実効線量と DLP の関係性

は明らかになっていない。もし、これらの関係が明らかになれば、CT 装置コンソール上に表示された DLP と換算係数のみで胎児や妊婦の実効線量を計算することが可能になる。

3 研究目的

胎児 CT 検査時の胎児や妊婦の線量について TLD 素子を使った実測による報告はない。さらに、320 列ワイドボリウムモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける線量プロファイル、画像ノイズの比較を行った報告はなく、妊娠後期の妊婦において TLD 素子を用いた実測結果と線量計算ソフトによる推定結果の比較は行われていない。また、胎児や妊婦の実効線量と DLP の関係性も明らかになっていない。そこで、本研究の主目的を以下とした。

- (1) TLD 素子を用いて 320 列ワイドボリウムモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける胎児 CT 検査時の胎児と妊婦の線量評価を実測で行い、それらの線量プロファイルと画像ノイズを比較すること
- (2) 胎児と妊婦が受ける線量を TLD 素子による測定結果と線量計算ソフトで得られた結果で比較すること
- (3) 胎児 CT 検査における DLP から胎児と妊婦の実効線量を推定できる換算係数を示すこと

4 研究方法

4.1 使用機器

線量測定に用いた妊婦ファントムは人体ファントム(Alderson Rando phantom、Phantom Laboratory)と水を含んだビーチボールにて作成した(図 1)。そのファントムに thermoluminescent dosimeter (TLD 素子、MSO-S、KYOKKO) を配置して妊婦の臓器線量と胎児線量を測定し、TLD 素子の読み取りは model 3000 (KYOKKO) にて行った。X 線照射には 320 列 CT 装置(Aquilion ONE、東芝メディカルシステムズ)と 80 列 CT 装置(Aquilion PRIME、東芝メディカルシステムズ)を使用した。TLD 素子の校正には日本品質保証機構 (Japan Quality Assurance Organization: JQA)校正済みの電離箱線量計(Radcal 9015、6cm³-chamber) を用いた。線量プロファイルの測定にはガフクロミックフィルム(XR-SP2、Ashland)を使用し、画像ノイズ測定には ImageJ (National Institutes of Health)を用いた。モンテカルロ線量計算ソフトによる妊婦の臓器線量、実効線量ならびに胎児線量の算出には臨床現場でもよく利用され、普遍性の高い ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator (the scanner evaluation centre of the United Kingdom National Health Service)を使用した。

4.2 TLD 素子を使用した線量測定方法

以下の 4.2.1 から 4.2.3 は、TLD 素子を使用した線量測定方法について述べる。

4.2.1 CT 装置と撮影条件

TLD 素子を使用した線量測定は 320 列 CT 装置(Aquilion ONE)と 80 列 CT 装置(Aquilion PRIME)を使用した。320 列 CT 装置による本研究の撮影条件は臨床現場で行われた条件と同一とし、ワイドボリュームモードで施行した。320 列ワイドボリュームモードはスキャン数とビーム幅は手動で調整できないが、その代わりにスキャン長によって自動的にスキャン数とビーム幅が決定される。臨床現場における典型的な胎児の長さは 250 mm 程であったため、その胎児長に最も近い設定可能なスキャン長は 120 mm のボリュームスキャンを 3 回行う 264 mm であった。

胎児 CT 検査で使用する撮影条件の全国調査を行った Miyazaki ら¹⁹⁾によると、ビーム幅 32–40 mm でヘリカルスキャンモードを使用した条件が最も多かったため、本研究での 80 列 CT 装置ではビーム幅 40 mm のヘリカルスキャンモードを採用した。320 列ワイドボリュームモードの画像ノイズレベル[standard deviation (SD) 設定]と同等にするために、80 列ヘリカルスキャンモードの管電圧と SD 設定を 320 列ワイドボリュームモードの設定と同一とした。その他の 80 列ヘリカルスキャンにおける撮影条件は Miyazaki らが報告した一般的に使用される条件¹⁹⁾を参考とした(表 1)。なお、両 CT 装置におけるスキャン長は同一範囲とし、線量低減のために管電圧は 100 kV とし、管電流は X 軸、Y 軸、Z 軸で TCM(Volume EC; 東芝)を使って撮影した。

両 CT 装置の画像再構成条件は管電圧 100 kV、FOV (Field of view) 320 mm、スキャン長 264 mm、SD 設定 43、画像スライス厚 5 mm、管電流変調可能範囲 10–

600 mA、再構成関数 FC03 とし、逐次近似法[Adaptive Iterative Dose Reduction three-dimensional (AIDR3D) standard 75 %]を使って再構成した。

4.2.2 妊婦ファントムと線量計の配置

妊婦ファントムは人体ファントム(Alderson Rando phantom)と水を含んだビーチボールにて作成し(図 1)、仰臥位にて撮影を行った。胎児 CT 検査を受けた患者 2 名(在胎期間 30 週と 36 週)の臍部での腹囲はそれぞれ 78 cm、90 cm であった。日本人における在胎期間 28 週から 32 週における妊婦の平均腹囲は 89 cm から 92 cm であった³⁸⁾。上記を踏まえて、妊婦ファントムの腹囲は 90 cm に調整した。妊婦と胎児の線量測定はファントム内の臓器位置に配置した TLD 素子を用いて行った(図 2)。TLD 素子の配置は臨床で行われた CT 画像(アキシャル、サジタル、コロナル、三次元画像)に基づいて胎児領域をトレースし、その内側を胎児領域と決定した(図 2)。なお、臨床で使用した撮影条件などを参考にしているため倫理委員会へ上記の使用の承認を求めたが、倫理委員会より倫理委員会承認の要否は不要と判断された。

4.2.3 線量校正と線量計算

管電圧 100 kV(実効エネルギー 48.4 keV)の診断 X 線に対する TLD 素子の校正は JQA により校正された電離箱線量計(Radcal 9015、6cm³-chamber)を用いて行った。半価層測定(320 列 CT 装置 6.70 mmAl、80 列 CT 装置 6.83 mmAl)に基づき、本研

究で使用した両 CT 装置の X 線スペクトルは同等であると仮定した。線量校正は電離箱線量計と TLD 素子を X 線焦点から同距離の照射野内に隣り合うように配置して行った。この線量校正により校正定数 f を求めた。

TLD 素子は各測定前に 450°C で 30 分間アニール処理した。X 線照射後、各 TLD 素子からの蛍光量 (M) は TLD 素子読み取り装置にて測定を行った。空気吸収線量 (D_{air}) は校正定数 f を使用して各 TLD 素子に対して計算を行った(式 1)。

先行研究^{39,40)}と同様に臓器吸収線量 [$D(\text{Gy})$] は空気と各臓器の質量エネルギー吸収係数比と空気吸収線量 (Gy) を乗算することで計算した⁴¹⁾(式 2)。等価線量 $H_T(\text{Sv})$ は臓器吸収線量と ICRP publ.103²⁾ に記載される放射線加重係数 1.0 を乗算して求めた。

実効線量 $E(\text{Sv})$ は各臓器における組織加重係数に等価線量を乗算することで計算を行った(式 3)。本研究における実効線量は女性を模した人体ファントムで計算を行った。

しかし、ICRP publ.103²⁾ では実効線量は男性と女性の平均線量として定義されている。したがって、本研究における実効線量は実際の実効線量の近似線量であることに注意が必要である。Kawaura ら⁴²⁾ は女性の実効線量について本研究と同様な方法で評価を行った。

$$D_{\text{air}} = M \times f \quad (1)$$

$$D = D_{\text{air}} \times (\mu_{\text{en}} / \rho)_{\text{tissue}} / (\mu_{\text{en}} / \rho)_{\text{air}} \quad (2)$$

$$E = \sum_w T \times H_T = \sum_w T \times \sum_{\text{WR}} D \quad (3)$$

D_{air} : 空気吸収線量 (Gy)、 M : TLD 素子の蛍光量、 f : 線量校正で得られた校正定数

D : 臓器吸収線量(Gy)、 (μ_{en}/ρ) : 質量エネルギー吸収係数比、 H_T : 等価線量(Sv)

w_R : 放射線加重係数、 w_T : 各臓器の組織加重係数、 E : 実効線量(Sv)

胎児は全身被曝で胎児の全身は均一に照射されたと仮定したので胎児線量(mGy)は胎児実効線量(mSv)としてみなした。

4.3 線量プロファイル

線量プロファイルはボリウムスキャンとヘリカルスキャンでのスキャンの重なりの大きさを比較するために評価した。

線量分布は CT のベッド上に配置した線量プロファイル測定用ガフクロミックフィルム(XR-SP2)を使って評価した。X 線照射は 320 列 CT 装置のワイドボリウムモード(ビーム幅 120 mm でスキャン範囲 264 mm)と 80 列 CT 装置のヘリカルスキャンモード(ビーム幅 40 mm でスキャン範囲 264 mm、ピッチファクタ 1.39)で行い、管電流値は 600 mA とした。その他の撮影条件は“4.2 TLD 素子を使用した線量測定方法”と同一とした。なお、線量プロファイルは ImageJ (National Institute of Health) にて解析を行った。

スキャン範囲の重なりは先行研究^{43,44)}と同様に FWHM(full width at half maximum; 半値幅)を使って測定を行った。

4.4 画像ノイズ

4.4.1 画像ノイズ測定

画像ノイズは軟部組織関数にて再構成した画像のビーチボールの範囲に ImageJ の円型 ROI(regions of interest)を使って測定した。また、画像ノイズはハンスフィールド値の SD(HU ; 図 3)を使って表記した。各スキャンモードに対して、3 つの円形 ROI は 4 つの椎体レベル(第 12 胸椎、第 3 腰椎、第 4 腰椎、第 1 仙椎)に分けて測定を行った。なお、ひとつの ROI の面積は 5.0 cm^2 とし、同じ椎体レベルにおける画像上の各 ROI の位置は手動で配置した。

4.4.2 統計的分析

320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにてそれぞれ再構成した画像において、画像ノイズに差があるか有意水準 5%未満で Student の t 検定を行った。

4.5 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定

胎児と妊婦の線量推定は普遍性の高い ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator (the scanner evaluation centre of the United Kingdom National Health Service) ²⁸⁾を用いて行った。この線量計算ソフトはイギリス放射線防護庁が配布するソフトウェア SR250 に含まれるデータセットが必要である。SR250 では簡易的人体構造の MIRD-5 数学ファントムへの照射に対して規格化された臓器線量を提供している。TLD 素子を使

った線量測定に用いた撮影条件は線量計算ソフトのスプレッドシートに入力した。管電流は TLD 素子を使った線量測定において TCM を使用したので、全スライスの平均値(320 列ワイドボリュームモード：103 mA、80 列ヘリカルスキャンモード：160 mA)をスプレッドシート内に入力した。さらに、320 列ワイドボリュームモードにおける線量推定は 2 つの方法で行った。最初の推定方法はスキャン範囲(264 mm)を含めて、TLD 素子を使った線量測定で用いた撮影条件をスプレッドシートに入力して行った(以下、従来法)。実測による 320 列ワイドボリュームモードではビーム幅 120 mm で 3 回のボリュームスキャンを重ね合わせることでスキャン範囲(264 mm)を撮影した。したがって、2 つ目の推定方法では、ボリュームスキャンの重なりを考慮するためにスキャン長(120 mm)はスプレッドシートに 3 回に分けて計算を行い(図 4)、3 回のボリュームスキャンの合計線量を推定線量とした(以下、オーバーラップ法)。80 列ヘリカルスキャンモードの線量推定は従来法のみで行った。なお、線量計算ソフトにおける子宮の線量を胎児線量として推定に使用した。

4.6 DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数の算出

実効線量換算係数は線量計算ソフトによって求めた胎児と妊婦の実効線量結果と DLP の値で算出した。320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける管電圧、管電流、ビーム幅、ピッチファクタ、回転速度の撮影条件は、“4.5 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定” で使用した条件を入力し、スキャン長は

176 mm、184 mm、204 mm 、232 mm 、264 mm、276 mm、306 mm、348 mm

に変更して推定を行った。なお、320 列ワイドボリュームモードにおける推定はオーバーラップ法のみで計算を行った。

線量計算ソフトによる妊婦実効線量推定は TLD 素子を使用した線量測定時と同様に男性臓器を除いて行った。したがって、線量計算ソフトで推定した実効線量もまた実際の実効線量の近似線量であることに注意が必要である。

線量計算ソフトを使用するには、スプレッドシート内にプリセットされた CT 装置を選択する必要がある。本研究で使用した CT 装置(Aquilion PRIME と Aquilion ONE)は比較的新しい装置であるため、線量計算ソフトに含まれていない。先行研究^{29,45)}のように、各 CT 装置の $CTDI_{vol}$ とガントリー中心部における空気カーマの値を線量計算ソフトに追加し、Aquilion PRIME と Aquilion ONE の装置選択を可能にすることで線量計算ソフトを使用した。

5 研究結果

5.1 TLD 素子を使用した線量測定

胎児線量、妊婦の臓器線量と実効線量は表 2 と表 3 にそれぞれ示した。320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードの表示 $CTDI_{vol}$ はそれぞれ 3.3 mGy、2.3 mGy であった。スキャン範囲内の妊婦の臓器線量(胆のう、脾臓、大腸、小腸、腎臓、膀胱、卵巣)は両 CT 装置における表示 $CTDI_{vol}$ より高かった。320 列ワ

イドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードの胎児線量はそれぞれ 5.50 mGy、3.99 mGy であり、320 列ワイドボリュームモードの胎児線量は 80 列ヘリカルスキャンモードの結果より高かった。また、肺、胃、肝臓を除いて 320 列ワイドボリュームモードにおける臓器線量は 80 列ヘリカルスキャンモードの結果より高かった。両 CT 装置間における線量差では胎児線量が最も大きな違いを示し、胎児線量の比は 1.38 であった。

胎児は全身被曝であるため、胎児線量(mGy)と胎児の実効線量(mSv)は同一としてみなしている。したがって、320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける胎児の実効線量はそれぞれ 5.50 mSv、3.99 mSv となった。320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける妊婦の実効線量はそれぞれ 2.37 mSv、2.13 mSv であった。両 CT 装置ともに、胎児の実効線量は妊婦の実効線量の約 2 倍となり、胎児の実効線量の差は妊婦の実効線量より高い結果となった。また、両 CT 装置における TLD 素子を用いた線量の変動係数はそれぞれ 15% 以下であった。

5.2 線量プロファイル

両 CT 装置における線量プロファイルと線量分布はそれぞれ図 5 と図 6 に示した。80 列ヘリカルスキャンモードのガフクロミックフィルムの最大濃度は線量プロファイルの 1.0 に正規化した。320 列ワイドボリュームモードの線量プロファイルは 2 ケ

所で重なりがあった。重なりがあった 2 ケ所の FWHM は 46.4 mm と 46.8 mm であった(図 7 と図 8)。2 ケ所の重なりにおける FWHM の合計は 93.2 mm であり、スキャン長の約 35% であった。80 列ヘリカルスキャンモードの線量プロファイルでは重なりを認めなかった。

5.3 画像ノイズ

320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードの画像ノイズはそれぞれ平均で 13.7 HU、13.2 HU であった(図 9)。Student の t 検定を行い、両 CT 装置間における画像ノイズに有意差は認めなかった。

5.4 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定

5.4.1 320 列ワイドボリュームモードにおける線量計算ソフト使用時のオーバーラップ法と従来法、TLD 素子による線量結果の比較

図 10 は 320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子、オーバーラップ法、従来法による妊婦の臓器線量と胎児線量の比較を示し、表 4 は実効線量の比較を示した。オーバーラップ法を使って推定した妊婦の臓器線量と胎児線量は従来法の推定よりも 0.01 から 1.8 mGy (9-35%) 高い結果となった。オーバーラップ法と従来法において最も大きな線量差を示したのは小腸の線量であった (1.8 mGy)。従来法で推定した妊婦の臓器線量と胎児線量に比較して、オーバーラップ法では TLD 素子による測

定結果に平均で 12%近い結果となった。

5.4.2 線量計算ソフトと TLD 素子による線量結果の比較

図 11 から図 13 に線量計算ソフトと TLD 素子を使って測定した妊婦の臓器線量、胎児線量、実効線量の比較を示した。320 列ワイドボリウムモードにおける線量計算ソフトによる推定結果はオーバーラップ法による結果のみを示した。両 CT 装置において肝臓、脾臓の臓器線量は TLD 素子の測定結果と線量計算ソフトの推定結果に 1.80 mGy 以上の違いを示した。最も大きな臓器線量差を示したのは脾臓の線量であった(320 列ワイドボリウムモードで 2.94 mGy [76%]、80 列ヘリカルスキャンモードで 2.35 mGy [70%])。TLD 素子と線量計算ソフトによる線量結果は 320 列ワイドボリウムモードにおいて平均で 0.66 mGy (49%)、80 列ヘリカルスキャンモードにおいて平均で 0.67 mGy (43%)の違いを示した。

5.5 DLP—胎児と妊婦実効線量換算係数の算出

320 列ワイドボリウムモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける各 DLP と胎児の実効線量、妊婦の実効線量の比を表 5 に示した。320 列ワイドボリウムモードにおける各スキャン長(ビーム幅*スキャン数)176 mm (120 mm * 2)、184 mm (128 mm * 2)、204 mm (140 mm * 2)、232 mm (160 mm * 2)、264 mm (120 mm * 3)、276 mm (128 mm * 3)、306 mm (140 mm * 3)、348 mm (160 mm * 3)に対する胎児

実効線量はそれぞれ 3.51、3.82、3.96、4.40、4.55、5.32、5.50、6.52 mSv となり、妊婦の実効線量はそれぞれ 1.05、1.15、1.29、1.54、1.65、1.81、2.01、2.35 mSv となった。一方、すべての条件における表示 DLP は 62、68、74、88、93、102、111、132 mGy・cm であった。320 列ワイドボリュームモードにおける各スキャン長に対する胎児実効線量と DLP の比の範囲は、0.05–0.06 であり、妊婦の実効線量と DLP の比は 0.02 であった。スキャン長またはスキャン数の増加は胎児と妊婦実効線量の増加につながった。80 列ヘリカルスキャンモードにおける各スキャン長に対する胎児実効線量はそれぞれ 2.50、2.60、2.70、2.90、3.10、3.10、3.20、3.30 mSv となり、妊婦の実効線量はそれぞれ 0.83、0.85、0.99、1.14、1.33、1.34、1.51、1.68 mSv となった。一方、すべての条件における表示 DLP は 52、54、58、67、78、80、90、101 mGy・cm となった。80 列ヘリカルスキャンモードにおける各スキャン長に対する胎児実効線量と DLP の比は、0.03–0.05 であり、妊婦の実効線量と DLP の比は 0.02 であった。320 列ワイドボリュームモードの結果と同様に、スキャン長の増加は胎児と妊婦実効線量の増加につながった。

6 考察

6.1 TLD 素子を使用した線量測定

本研究において、スキャン範囲内の妊婦の臓器線量はそれぞれの $CTDI_{vol}$ の値より高い結果になった。Matsubara ら⁴⁶⁾は体幹部 CT 検査において成人と 32 cm ϕ ファ

ントムの形状がアキシャル像で異なるため、 $CTDI_{vol}$ による臓器線量評価は過小評価になったと報告した。同じ理由で、本研究における $CTDI_{vol}$ は腹囲 90 cm の妊婦の臓器線量においても過小評価となったと考える。胎児線量は $CTDI_{vol}$ の約 1.6 から 1.7 倍の線量になった。つまり、 $CTDI_{vol}$ による胎児線量評価は胎児の放射線リスクを過小評価する可能性がある。Miyazaki ら¹¹⁾が Felmlee らの推定式³¹⁾で計算した胎児実効線量は 3.4 ± 0.2 mSv (平均 $CTDI_{vol}$ 2.5 mGy) となり、Victoria ら¹³⁾が ImPACT calculator で計算した胎児実効線量は 4.8 ± 1.4 mSv (平均 $CTDI_{vol}$ 4.1 mGy) となった。

両 CT 装置において胎児実効線量は妊婦の実効線量と比較して約 2 倍となった。胎児 CT 検査において妊婦は腹部のみが被曝しているが、胎児は全身被曝となっている。320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける妊婦の臓器線量差は腎臓を除いて $CTDI_{vol}$ による線量差より低かった。対照的に 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける胎児線量差は $CTDI_{vol}$ による線量差より高い結果となった。本研究では胎児の全身は均一に照射されたと仮定した。しかしながら、実際には胎児の骨の線量は軟部組織に比べて数倍高くなる²³⁾。本研究の胎児実効線量は実際の実効線量の近似であることに注意が必要である。

妊婦の骨盤臓器は妊娠子宮に圧排されて偏移するため、一般的な成人の臓器位置とは異なる可能性がある。しかし、本研究における胎児測定用の TLD 素子は、腹腔内にも配置して測定を行うことで妊娠後期の子宮が腹腔内にはまり込んだ状態を考慮

している。したがって、臓器位置偏移によって胎児線量に与える影響は少ないと考える。

本研究における妊婦の臓器線量は他の研究で報告された成人の腹部骨盤腔ルーチン CT 検査などのプロトコルでの臓器線量に比べて低かった^{23,42,47)}。胎児 CT では高コントラスト組織である骨(頭蓋骨、鎖骨、肩甲骨、肋骨、椎体と長骨)の描出が求められる。よって胎児 CT 検査は低い胎児線量で検査を行うことが可能である。本研究の胎児 CT 検査では管電圧 100 kV を使用しているが、先行研究^{23,42,47)}のような一般的な腹部骨盤腔ルーチン CT 検査では管電圧 120 kV をよく用いられていることに注意が必要である。高管電圧の使用は患者線量増大の可能性がある^{48,49)}。

2012 年に Miyazaki ら¹⁹⁾は日本の胎児 CT 検査における DRL を提案し、CTDI_{vol} では 11.3 mGy とした。その研究における逐次近似再構成法は 1 施設のみが施行していた。本研究における CTDI_{vol}(3.3 mGy、2.3 mGy)は先行研究で報告された DRL の値より低かった。この違いは胎児 CT 検査における逐次近似再構成法の使用が胎児線量低減を示唆しており、逐次近似再構成法の普及は DRL の低減につながると考える。

TLD 素子による実測測定で使用した人体ファントムは輪切りに分割することが可能で、各断面内の目的臓器に複数個の TLD 素子を挿入して線量測定が可能である。各臓器における吸収線量を算出することが可能であるため、国際的にも TLD 素子を用いた臓器線量の報告は多くある^{39,40,50,51)}。さらに、IAEA(International Atomic Energy Agency;国際原子力機関)の technical reports series No. 457⁵²⁾には TLD 素

子などの小型線量計は患者の線量測定に適していると記載がある。TLD 素子を用いた線量の変動係数 15%は 320 列ワイドボリュームモードの胎児線量で標準偏差±0.85 mGy 程度の影響であり、先行研究における TLD 素子を用いた線量の変動係数は 12%⁵³⁾、1%から最大 19%⁵⁴⁾などの報告と同等であった。本研究で使用した TLD 素子の MSO-S は実効原子番号が低くエネルギー補正が容易であり、グロー曲線がシンプルで複雑な熱処理が不要であるという利点もある。

6.2 線量プロファイル

低ピッチファクタのヘリカルスキャンは、スキャン同士の重なりが問題となる⁵⁵⁾。胎児 CT 検査において高いピッチファクタは線量低減のために広く採用されており¹⁹⁾、本研究において高いピッチファクタ(1.39)のヘリカルスキャンモードはスキャン同士の重なりを示さなかった。一方、320 列ワイドボリュームモードの線量プロファイルは 2 か所で重なりを示し、全 FWHM が 93.2 mm となった(図 7 と図 8)。264 mm のスキャン長と名目ビーム幅 120 mm の 3 スキャン(360 mm)分の長さの違いは 96 mm であった。この違いは 2 つの重なり of 全 FWHM に近い結果となった。ワイドボリュームモードでは隣り合うボリュームスキャンを重ねてスキャンすることによって自動的にスキャン長を調整するため、スキャン同士の重なりが生じた。撮影範囲が 160 mm 以下のいくつかの先行研究^{55,56)}において 320 列 CT 装置は 1 回転でボリュームスキャンを行うことによってヘリカルスキャンよりも線量低減が可能であ

ると報告している。しかしながら、本研究における 320 列ワイドボリュームモードでは胎児の全身をスキャンするためステップアンドシュートで複数回のボリュームスキャンを行う必要があり、スキャン同士の重なりが生じた。したがって、本研究結果では 80 列ヘリカルスキャンモードよりも 320 列ワイドボリュームモードで線量が高くなった可能性がある。CT のスキャン長は、一般的に無駄な被曝を抑えるために診断に必要な最短の範囲に設定する。ワイドボリュームモード使用時に操作者は設定したスキャン長によって自動的に決定されるビーム幅、スキャンの数、ボリュームスキャン同士が重なる位置にも考慮が必要である。

胎児 CT 検査ではスキャン同士の重なりのない高いピッチファクタのヘリカルスキャンモードで撮影すると、画像に寄与しない胎児線量の低減につながると考える。しかし、本研究での画質評価は画像ノイズのみしか行っていない。各施設で十分な検討をした上で、目的に応じたプロトコルで撮影すべきである。

6.3 モンテカルロ計算ソフトによる線量推定

320 列ワイドボリュームモードはボリュームスキャンの重なりを示した²⁷⁾。従来法による推定よりもオーバーラップ法による推定結果は TLD 素子による測定結果に近い結果となった。特に、オーバーラップ法で推定した大腸、小腸、卵巣、胎児に対する線量は従来法の推定線量に比べて高かった。オーバーラップ法での線量はボリュームスキャン同士の重なりを考慮して推定しているが、従来法ではボリュームスキャン

同士の重なりを考慮していない。つまり、ワイドボリュームモード使用時の線量推定において従来法を使用する場合は大腸、小腸、卵巣、胎児に対する線量が特に過小評価になる可能性がある。

しかし、320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子による測定結果とオーバーラップ法による推定線量の間にも線量差が生じていた。特に肝臓、脾臓、腎臓のような臓器は他臓器に比べて 2 つの測定法で臓器線量差が大きかった(1.89–2.94 mGy)。ただし、80 列ヘリカルスキャンモードにおいても、TLD 素子による測定結果と線量計算ソフトによる推定線量結果では腎臓を除いて同様な臓器線量結果を示した(図 11 と図 12)。この TLD 素子による測定結果と線量計算ソフトによる推定結果の線量差の原因は人体ファントムと MIRD-5 数学ファントムのデザインの違いが考えられる^{40,46)}。MIRD-5 数学ファントムは、人体の臓器・組織の形状を数式の組み合わせで表現しているため、現実の人体の臓器位置や形状とは異なる点もある。本研究のスキャン範囲では線量計算ソフトの上腹部臓器の照射範囲が少なく、線量計算ソフトで過小評価となった。さらに、オーバービーミングやオーバースキャンニングのような名目スキャン範囲における違いがマルチスライス CT における患者線量の影響に及ぼす重要な問題となる。しかしながら、使用したモンテカルロデータはかなり以前に取得されているため、それらの違いは線量計算ソフトにおいておそらく考慮されていない⁴⁶⁾。また、TLD 素子を使用した線量測定と同様に、線量計算ソフトにおいても骨などの組織は考慮されず、妊婦の子宮のみを胎児線量として線量推定に使用されているため、

胎児線量は近似線量であることに注意が必要である。

標準サイズの患者を想定した MIRD-5 数学ファントムの臓器位置は妊娠後期の解剖位置とは異なるが、臓器や胎児の大きさは個人差や在胎週数によっても異なる。Angel ら⁵⁷⁾によると在胎週数と胎児線量に相関はないという報告もある。本研究のように大腸、小腸、卵巣のように臓器全体または、胎児全体がスキャン範囲に含まれる場合、TLD 素子による線量測定と線量計算ソフトの結果は 1 mGy 以下(<23%)の違いであった。したがって、スキャン範囲に臓器全体が含まれる場合、線量計算ソフトは胎児線量や妊娠後期の臓器線量の推定に使用可能である。

6.4 DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数の算出

本研究における胎児実効線量と DLP の比は 320 列ワイドボリュームモードで 0.05－0.06、80 列ヘリカルスキャンモードで 0.03－0.05 となった。安全側に評価するために DLP－胎児実効線量換算係数は 320 列ワイドボリュームモードで $0.06 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 、80 列ヘリカルスキャンモードで $0.05 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ とした。TLD 素子を用いた線量測定時に表示された DLP に本研究で得られた換算係数を乗算すると、320 列ワイドボリュームモードにおける胎児実効線量では 5.91 mSv となり、80 列ヘリカルスキャンモードにおいて 3.77 mSv となった。この結果はほぼ TLD 素子による結果と同等であった。

一方、妊婦実効線量と DLP の比は全ての条件で 0.02 となったため、DLP－妊婦実

効線量換算係数は $0.02 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ とした。TLD 素子を用いた線量測定時に表示された DLP と換算係数で妊婦実効線量を算出すると、320 列ワイドボリュームモードにおける妊婦実効線量では 1.97 mSv となり、80 列ヘリカルスキャンモードにおいて 1.51 mSv となった。TLD 素子による結果に比べて 20-30% ($0.40\text{-}0.62 \text{ mSv}$) 程度の過小評価になった。この原因は、人体ファントムと MIRD-5 数学ファントムのデザインの違いが考えられる^{40,46)}。特に、肝臓、脾臓、腎臓のような上腹部臓器は TLD 素子による実測と線量計算ソフトによってスキャン範囲に含まれる臓器範囲が大きく異なる。妊婦の実効線量を換算係数 ($0.02 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) で算出する場合、30% 程度の過小評価する可能性があるが、絶対値評価の比較では最大 0.6 mSv 程度の誤差であり、大きな問題はない。

さらに、DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数の算出を実測による線量結果と各コンソールに表示された DLP との関係から求めると、胎児実効線量換算係数では線量計算ソフトと同じ値になったことを確認した。妊婦実効線量換算係数においても線量計算ソフトとほぼ同等の 0.024 と $0.028 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ を得られたことを確認した。

ICRP publ.102³⁶⁾では先行研究³⁷⁾をもとに DLP から成人や小児の実効線量を算出するための換算係数を公表し、それらの換算係数は実効線量を簡便に評価できるため広く利用されている。しかし、妊婦や胎児に対する実効線量換算係数は公表されておらず、本研究で初めて DLP－胎児と妊婦実効線量換算係数を示すことができた。

実測による線量測定は時間と労力がかかるが、線量計算ソフトは X 線 CT の撮影条

件を専用のスプレッドシートに入力することで多くの線量結果を容易に得ることができ、胎児や妊婦の実効線量における実測と線量計算ソフトの結果の違いは、すでに判明しているため⁵⁸⁾、線量計算ソフトでの評価で十分な結果が得ることが可能と考える。線量計算ソフトで換算係数の算出することは、今までにない線量計算ソフトの新しい活用方法を示すことができた。

本研究で得られた換算係数は管電圧やスキャン範囲、患者サイズに影響を受けることに十分注意が必要である。しかし、DLP－実効線量換算係数の算出は胎児や妊婦の実効線量を臨床現場で推定する上で有用である。線量計や線量計算ソフトなどの特別な物品なくして、臨床現場での CT コンソール上に表記された DLP のみで胎児と妊婦の実効線量を提供できるようになった。

6.5 リミテーション

実際の妊婦の腹部は大きさが様々であり、本研究で使用したビーチボール内の水や人体ファントムのような均一物質ではなく、胎児、胎盤、羊水を内部に抱えた妊娠子宮となる。構造とサイズの違いや、さらに逆子などの胎児位置の変化は胎児や妊婦臓器線量の結果に影響を与える可能性がある。

7 結論

本研究で使用した撮影条件下での TLD 素子による胎児線量の測定結果は 320 列ワ

イドボリュームモードで 5.50 mGy、80 列ヘリカルスキャンモードで 3.99 mGy となり、それぞれの表示 $CTDI_{vol}$ の 1.6 倍程度となった。 $CTDI_{vol}$ のみでの胎児線量評価は放射線リスクを過小評価する可能性がある。両 CT 装置において、妊婦の実効線量に比較して胎児実効線量は約 2 倍となった。線量プロファイルの評価において、80 列 CT 装置の高ピッチヘリカルスキャンはスキャンの重なりを認めなかったが、320 列 CT 装置のワイドボリュームスキャンではボリュームスキャン同士の重なりが生じた。ワイドボリュームモード使用時に操作者はスキャン長によって自動的に決定されるビーム幅、スキャンの数、ボリュームスキャン同士が重なる位置に考慮が必要である。なお、両 CT 装置間における画像ノイズに違いは認めなかった。

スキャン範囲に臓器全体が含まれる場合、妊娠後期の臓器線量と同様に胎児線量もまた、線量計算ソフトで評価可能であった。線量計算ソフトの従来法ではボリュームスキャン同士の重なりを考慮していない。したがって、320 列ワイドボリュームモード使用時における従来法による線量推定では大腸、小腸、卵巣、胎児で特に過小評価になる可能性がある。

DLP－胎児実効線量換算係数は 320 列ワイドボリュームモードで $0.06 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 、80 列ヘリカルスキャンモードで $0.05 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 、妊婦に対する換算係数は $0.02 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ であった。線量計や線量計算ソフトがなくても、胎児実効線量を提供できるようになった。

8 謝辞

本研究の遂行および本論文の作成にあたり、ご指導頂いた東北大学大学院医学系研究科保健学専攻生体応用技術科学領域放射線検査学分野・千田浩一教授に心からの御礼申し上げます。

被曝線量測定にあたり、終始ご指導頂いた藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科・鈴木昇一教授、ならびに、浅田恭生教授には親身になって対応していただき、感謝しております。トヨタ記念病院放射線科の川口愛先生には線量測定に同行して頂き、時には細部まで本質を捉えたご意見まで頂き、深く感謝いたします。

藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室・鮎成隆先生には胎児 CT 検査の基礎から最新情報までご提供いただき、色々なことを学ばせていただきました。そして、藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科・小林正尚講師には、線量測定の際、いつもご協力願い、多くのご助言を頂きました。ここに深く感謝いたします。また、藤田保健衛生大学病院 診療放射線技師諸氏に心より感謝いたします。

私の職場である、医療法人偕行会名古屋共立病院 診療放射線技師諸氏には、私の研究のため仕事の面でご負担をかけながらも、陰ながら見守って頂き、お礼を申し上げます。

9 文献

1. The International Commission on Radiological Protection. *Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP publication 87 2000;1-39.*
2. The International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103 2007;1-321.*
3. Matsunaga Y, Kawaguchi A, Kobayashi K, et al. Survey of volume CT dose index in Japan in 2014. *Br J Radiol.* 2015;88:(Epub ahead of print).
4. Matsunaga Y, Kawaguchi A, Kobayashi K, et al. Effective radiation doses of CT examinations in Japan: a nationwide questionnaire-based study. *Br J Radiol.* 2016;89:(Epub ahead of print).
5. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology.* 2004;233:649–657.
6. Hu XH, Ding XF, Wu RZ, et al. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. *Clin Radiol.* 2011;66:1023–1029.
7. Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, et al. CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol.* 2012;22:295–301.

8. Sorantin E, Riccabona M, Stücklschweiger G, et al. Experience with volumetric (320 rows) pediatric CT. *Eur J Radiol.* 2013;82:1091–1097.
9. Honda O, Takenaka D, Matsuki M, et al. Image quality of 320–detector row wide-volume computed tomography with diffuse lung diseases. *J Comput Assist Tomogr.* 2012;36:505–511.
10. Victoria T, Shakir NU, Andronikou S, et al. Normal fetal long bone length from computed tomography: potential value in the prenatal evaluation of skeletal dysplasias. *Fetal Diagn Ther.* 2016:(Epub ahead of print).
11. Miyazaki O, Nishimura G, Sago H, et al. Prenatal diagnosis of fetal skeletal dysplasia with 3D CT. *Pediatr Radiol.* 2012;42:842–852.
12. Victoria T, Epelman M, Bebbington M, et al. Low-dose fetal CT for evaluation of severe congenital skeletal anomalies: Preliminary experience. *Pediatr Radiol.* 2012;42:142–149.
13. Victoria T, Epelman M, Coleman BG, et al. Low-dose fetal CT in the prenatal evaluation of skeletal dysplasias and other severe skeletal abnormalities. *Am J Roentgenol.* 2013;200:989–1000.
14. Bonafe L, Cormier-Daire V, Hall C, et al. Nosology and classification of genetic skeletal disorders: 2015 revision. *Am J Med Genet Part A.* 2015;167:2869–2892.

15. Camera G, Mastroiacovo P. Birth prevalence of skeletal dysplasias in the Italian multicentric monitoring system for birth defects. *Prog Clin Biol Res.* 1982;104:441–449.
16. 西村玄, 室月淳, 澤井英明. 骨系統疾患—出生前診断と周産期管理. 初版, メジカルビュー社. 2011:1–262.
17. Ruano R, Molho M, Roume J, et al. Prenatal diagnosis of fetal skeletal dysplasias by combining two-dimensional and three-dimensional ultrasound and intrauterine three-dimensional helical computer tomography. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2004;24:134–140.
18. Doray B, Favre R, Viville B, et al. Prenatal sonographic diagnosis of skeletal dysplasias. A report of 47 cases. *Ann Genet.* 2000;43:163–169.
19. Miyazaki O, Sawai H, Murotsuki J, et al. Nationwide radiation dose survey of computed tomography for fetal skeletal dysplasias. *Pediatr Radiol.* 2014;44:971–979.
20. Suzumura H, Kohno T, Nishimura G, et al. Prenatal diagnosis of hypochondrogenesis using fetal MRI: a case report. *Pediatr Radiol.* 2002;32:373–375.
21. Shi C, Xu XG. Development of a 30-week-pregnant female tomographic model from computed tomography (CT) images for Monte Carlo organ dose

- calculations. *Med Phys*. 2004;31:2491–2497.
22. Doshi SK, Negus IS, Oduko JM. Fetal radiation dose from CT pulmonary angiography in late pregnancy: A phantom study. *Br J Radiol*. 2008;81:653–658.
 23. Gu J, George Xu X, Caracappa PF, et al. Fetal doses to pregnant patients from CT with tube current modulation calculated using Monte Carlo simulations and realistic phantoms. *Radiat Prot Dosimetry*. 2013;155:64–72.
 24. Chida K, Ohno T, Kakizaki S, et al. Radiation dose to the pediatric cardiac catheterization and intervention patient. *Am J Roentgenol*. 2010;195:1175–1179.
 25. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly with scientific Annexes. *UNITED NATIONS Publ*. 2010:1–220.
 26. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*. 2012;380:499–505.
 27. Matsunaga Y, Kawaguchi A, Kobayashi M, et al. Dose evaluation for foetal computed tomography with a 320-row unit in wide-volume mode and an 80-

- row unit in helical scanning mode: a phantom study. *Radiat Prot Dosim.* 2016;168:523–530.
28. Impactscan.org [homepage on the Internet]. London: the ImPACT CT scanner evaluation group, Inc.; c2000-01 [updated 2011 May; cited 2015 Sep 23]. Available from: <http://www.impactscan.org/>.
 29. Kawaguchi A, Matsunaga Y, Kobayashi M, et al. Effect of tube current modulation for dose estimation using a simulation tool on body CT examination. *Radiat Prot Dosimetry.* 2015;167:562–568.
 30. Kobayashi M, Asada Y, Matsubara K, et al. Electrocardiogram-gated coronary CT angiography dose estimates using ImPACT. 2016;17:342–356.
 31. Felmlee JP, Gray JE, Leetzow ML, et al. Estimated fetal radiation dose from multislice CT studies. *Am J Roentgenol.* 1990;154:185–190.
 32. Hurwitz LM, Yoshizumi T, Reiman RE, et al. Radiation dose to the fetus from body MDCT during early gestation. *Am J Roentgenol.* 2006;186:871–876.
 33. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology.* 2008;248:995–1003.
 34. Fujii K, Aoyama T, Yamauchi-Kawaura C, et al. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic

- phantoms. *Br J Radiol.* 2009;82:1010–1018.
35. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *Am J Roentgenol.* 2010;194:881–889.
 36. The International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). ICRP publication 102 2007;1-86.
 37. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis M, et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol.* 2006;79:968–980.
 38. Okabe K, Sugimoto H. A study on how to design comfortable maternity trousers which adjust to body changes during pregnancy. *J Home Econ Japan.* 2007;58:763–770.
 39. Kobayashi M, Koshida K, Suzuki S, et al. Evaluation of patient dose and operator dose in swallowing CT studies performed with a 320-detector-row multislice CT scanner. *Radiol Phys Technol.* 2012;5:148–155.
 40. Groves AM, Owen KE, Courtney HM, et al. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. *Br J Radiol.* 2004;77:662–665.

41. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. ICRU Report 46. ICRU, 1992.
42. Kawaura C, Aoyama T, Koyama S, et al. Organ and effective dose evaluation in diagnostic radiology based on in-phantom dose measurements with novel photodiode-dosimeters. *Radiat Prot Dosimetry*. 2006;118:421–430.
43. Kobayashi M, Koshida K, Suzuki S, et al. Evaluation of geometric efficiency and radiation exposure in z-axis for volume scan. *Radiat Prot Dosimetry*. 2011;143:63–68.
44. Lian CPL, Wong JHD, Young A, et al. Measurement of multi-slice computed tomography dose profile with the dose magnifying glass and the MOSkin radiation dosimeter. *Radiat Meas*. 2013;55:51–55.
45. Kobayashi M, Asada Y, Matsubara K, et al. Evaluation of organ doses and effective dose according to the ICRP publication 110 reference male / female phantom and the modified ImPACT CT patient dosimetry. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15:246–256.
46. Matsubara K, Koshida K, Noto K, et al. Relationship between specific organ doses and volumetric CT dose indices in multidetector CT studies. *J Med*

Imaging Radiat Oncol. 2011;55:493–497.

47. Fujii K, Aoyama T, Koyama S, et al. Comparative evaluation of organ and effective doses for paediatric patients with those for adults in chest and abdominal CT examinations. *Br J Radiol.* 2007;80:657–667.
48. Feuchtner GM, Jodocy D, Klauser A, et al. Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: a comparative study. *Eur J Radiol.* 2010;75:e51–e56.
49. Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, et al. Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT: effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality. *Radiology.* 2012;264:445–454.
50. Ng KH, Rassiah P, Wang HB, et al. Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia. *Br J Radiol.* 1998;71:654–660.
51. Ma H, Elbakri I, Reed M. Estimation of organ and effective doses from newborn radiography of the chest and abdomen. *Radiat Prot Dosimetry.* 2013;156:160–167.
52. International Atomic Energy Agency. Technical Reports Series No. 457
Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. *IAEA.* 2007:1–357.

53. 上野博之, 松原孝祐, 越田吉郎. 64列MDCTを用いた上腹部撮影におけるオーバレンジングに関する検討. 日本放射線技術学会雑誌. 2013;69:28–32.
54. Jadu F, Yaffe MJ, Lam EWN. A comparative study of the effective radiation doses from cone beam computed tomography and plain radiography for sialography. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2010;39:257–263.
55. Johnston JH, Podberesky DJ, Yoshizumi TT, et al. Comparison of radiation dose estimates, image noise, and scan duration in pediatric body imaging for volumetric and helical modes on 320-detector CT and helical mode on 64-detector CT. *Pediatr Radiol.* 2013;43:1117–1127.
56. Kroft LJM, Roelofs JJH, Geleijns J. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol.* 2010;40:294–300.
57. Angel E, Wellnitz C V, Goodsitt MM, et al. Radiation dose to the fetus for pregnant patients undergoing multidetector CT imaging: Monte Carlo simulations estimating fetal dose for a range of gestational age and patient size. *Radiology.* 2008;249:220–227.
58. Matsunaga Y, Kawaguchi A, Kobayashi M, et al. Radiation doses for pregnant women in the late pregnancy undergoing fetal-computed

tomography : a comparison of dosimetry and Monte Carlo simulations.

Radiol Phys Technol. 2016:(Epub ahead of print).



図1 TLD 素子による線量測定に用いた妊婦ファントム

妊婦ファントムは既存の人体ファントム(Alderson Rando phantom、Phantom Laboratory)に対し、胎児を想定した位置に水を含んだビーチボールを配置して作成した。

人体ファントムは輪切りに分割することが可能であり、各断面内の目的臓器に複数個の TLD 素子を挿入することができる。

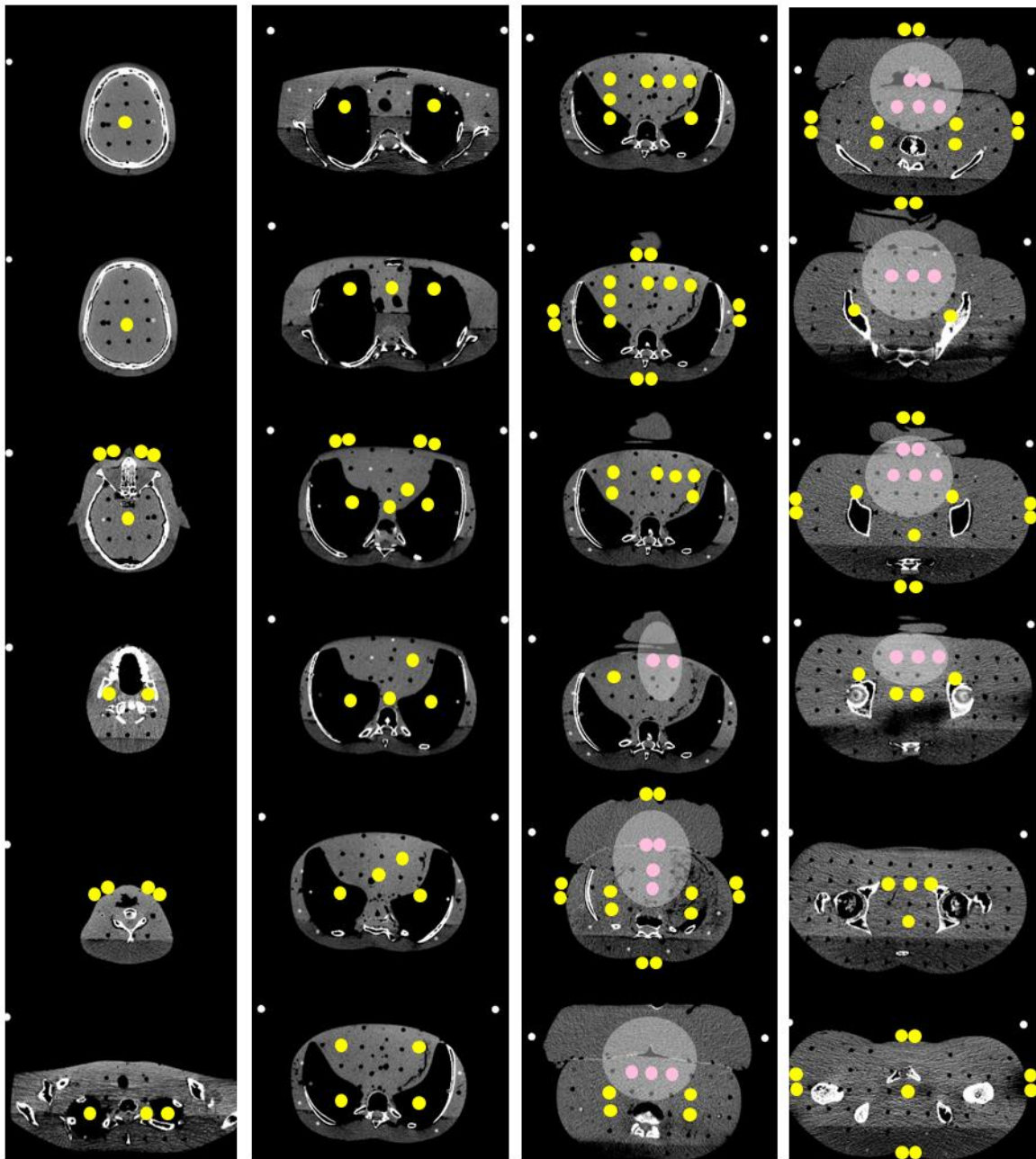


図 2 人体ファントム内の TLD 素子の配置図

ピンク色の丸印は胎児線量の測定に用いた TLD 素子の位置を示し、黄色の丸印は妊婦の臓器線量の測定に用いた TLD 素子の位置を示した。また、白色で網掛けした箇所は胎児位置を示した。

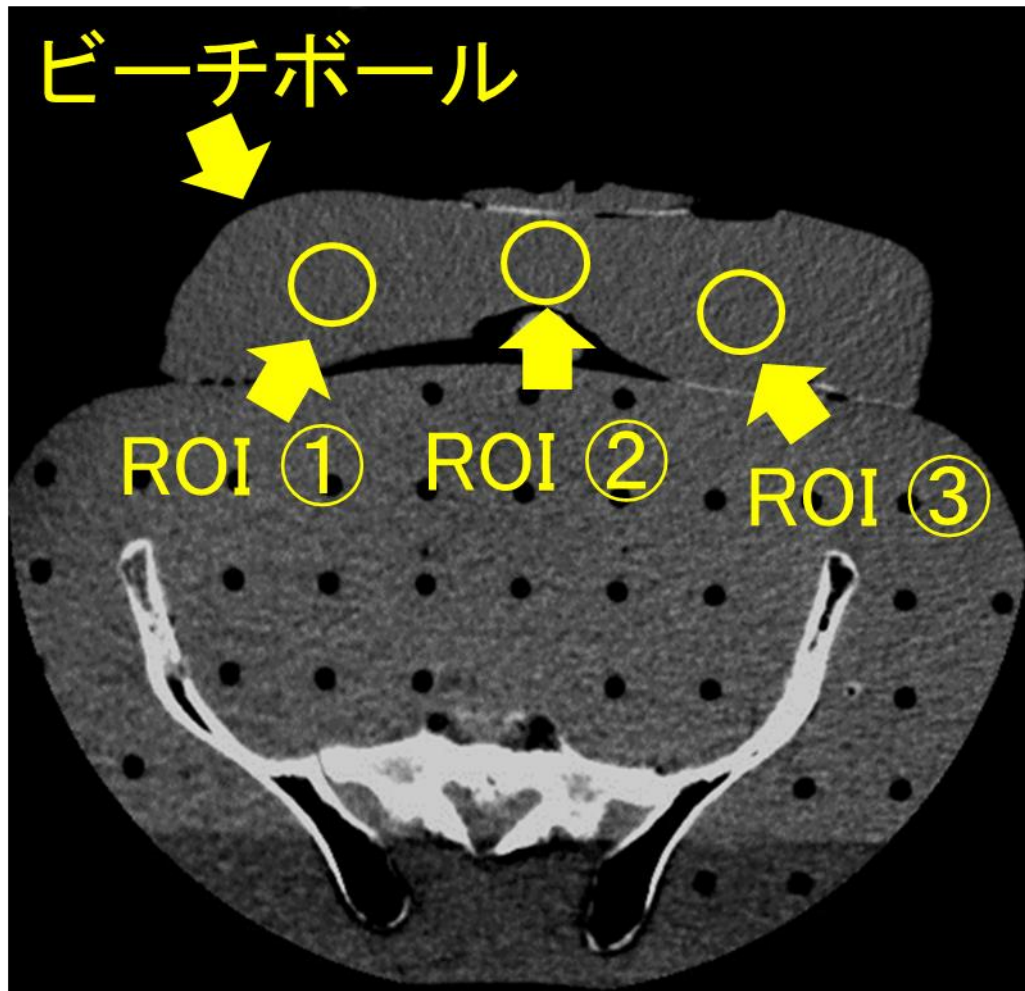


図3 画像ノイズ測定用のROI

各ROIは 5.0cm^2 であり、4つの異なる椎体レベルで測定した。

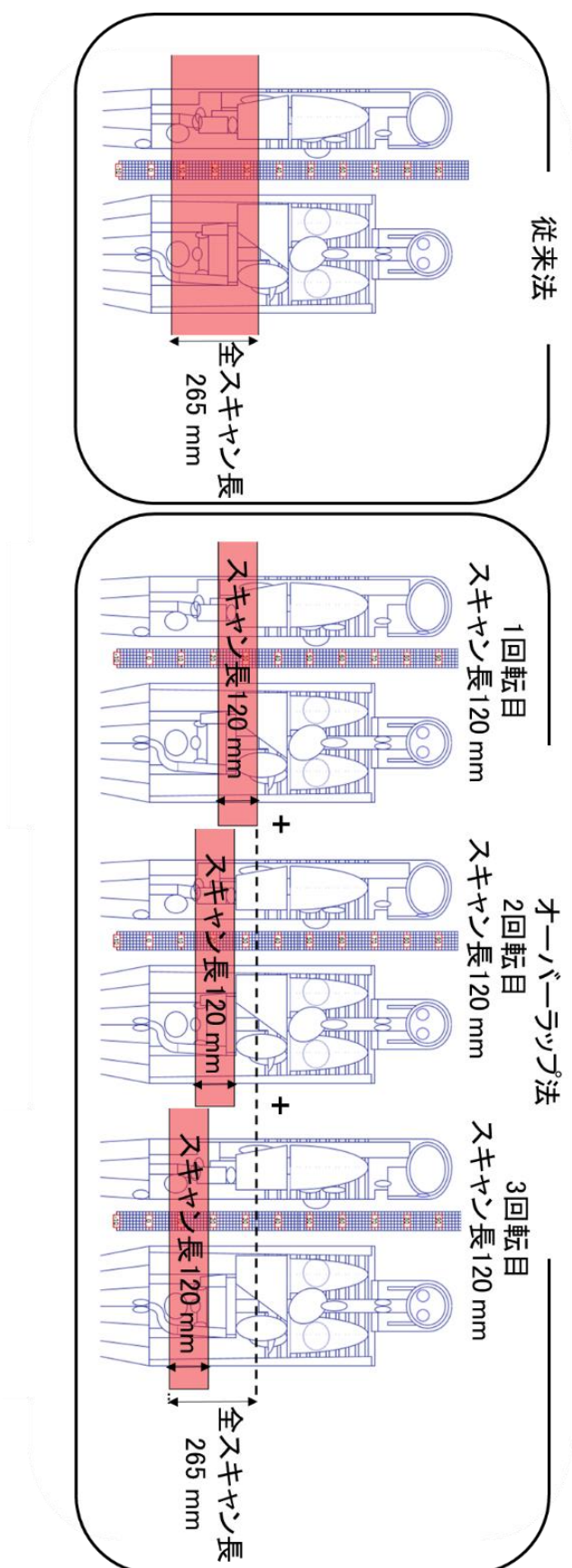


図 4 線量計算ソフト使用時における 320 列ワイドボリウムモードの 2 つの線量推定方法に関する概略図

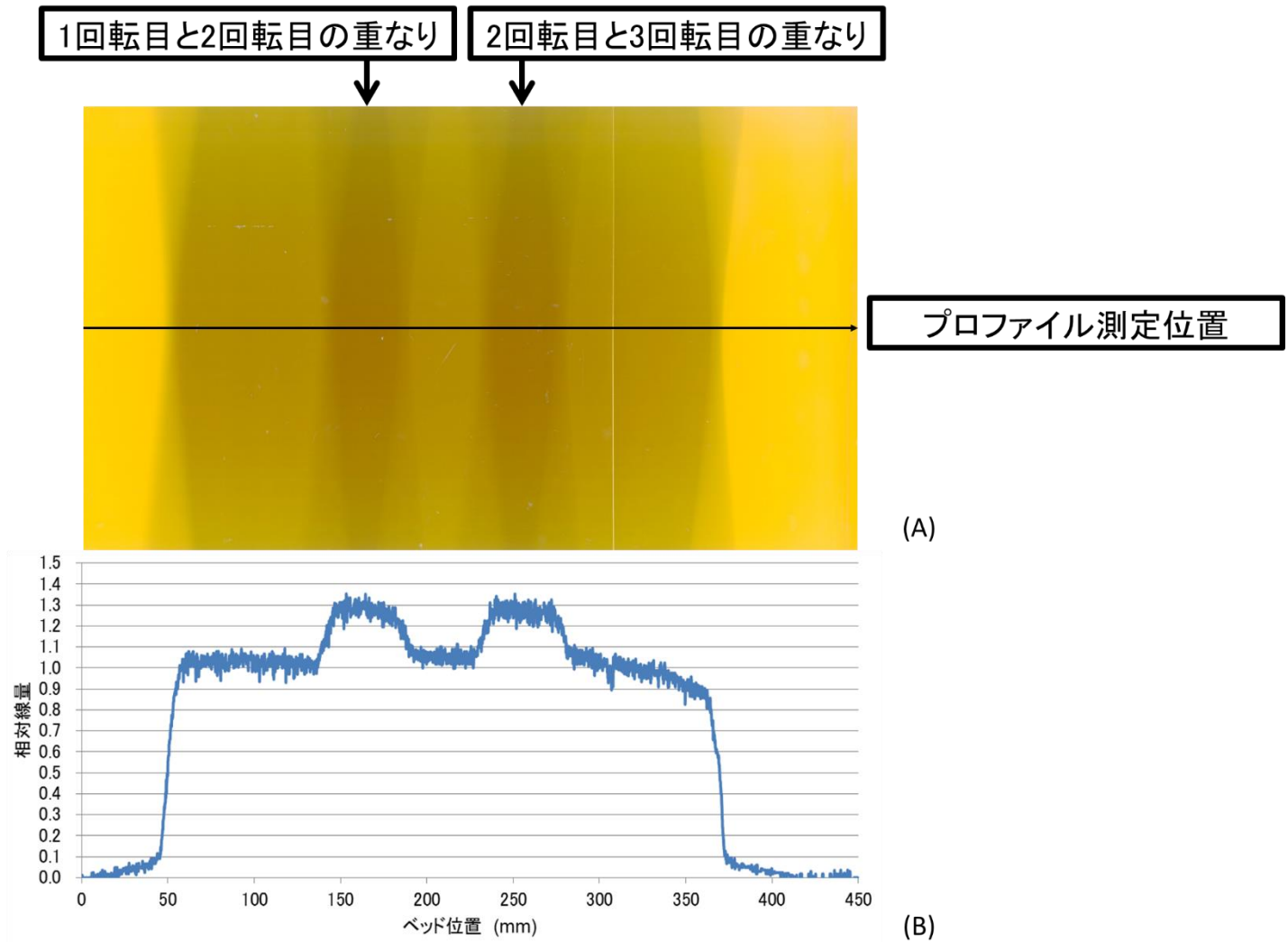


図5 320列ワイドボリュームモードの線量分布と線量プロフィール

(A)は320列CT装置のベッド上に配置したガフクロミックフィルムを示した。TLD

測定で使用した320列ワイドボリュームモード(ビーム幅120 mmでスキャン範囲264 mm)でX線照射した。

(B)はImageJにてプロフィール測定位置における線量プロフィールを作成し、80列ヘリカルスキャンモードにおける線量分布の最大濃度を1.0とした。

ヘリカルスキャンによる重なりを認めない

プロファイル測定位置

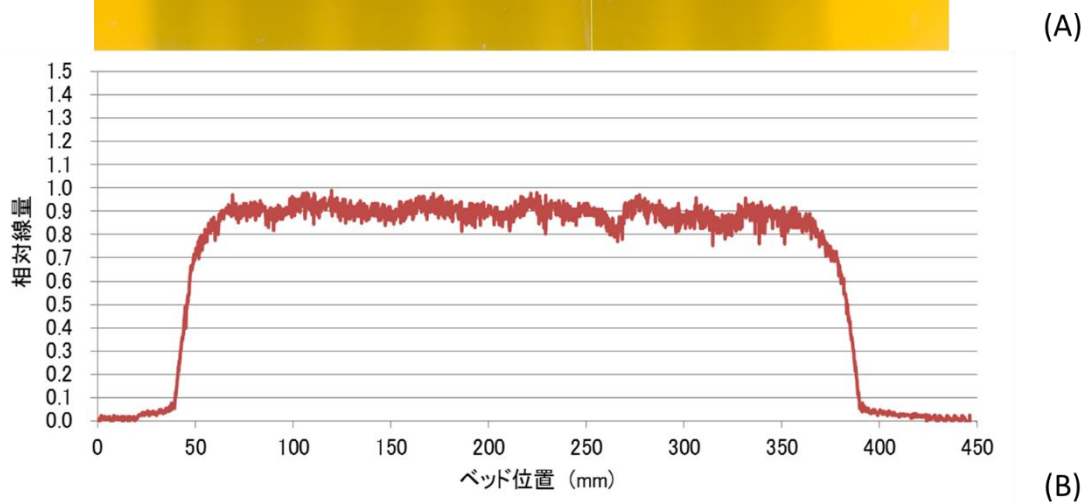


図6 80列ヘリカルスキャンモードの線量分布と線量プロファイル

(A) は 80 列 CT 装置のベッド上に配置したガフクロミックフィルムを示した。TLD

測定で使用した 80 列ヘリカルスキャンモード(ビーム幅 40 mm でスキャン範囲

264 mm、ピッチファクタ 1.39)で X 線照射した。

(B) は ImageJ にてプロファイル測定位置における線量プロファイルを作成し、80 列

ヘリカルスキャンモードにおける線量分布の最大濃度を 1.0 とした。

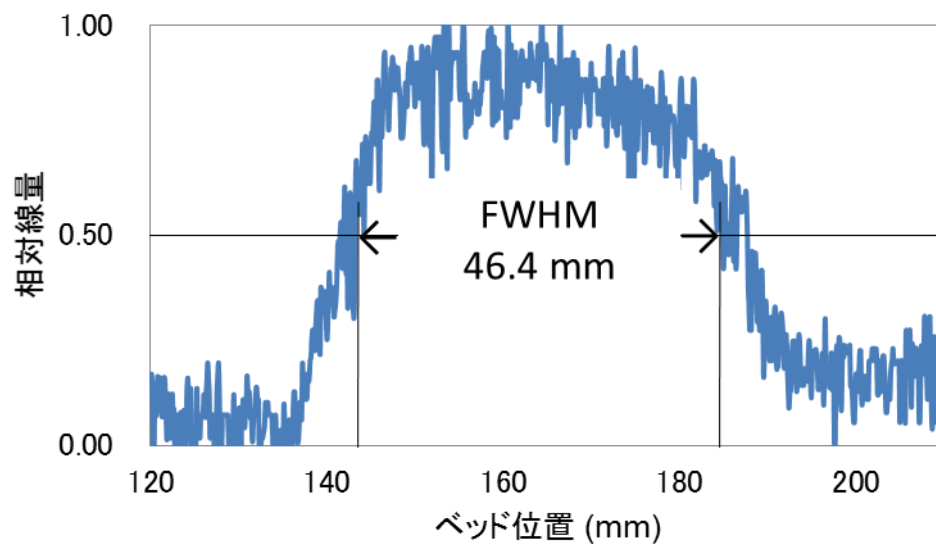


図 7 320 列ワイドボリュームモードによる一回転目と二回転目の重なりの長さ

重なりの長さは FWHM より算出した。最大濃度を 1.0 とした。

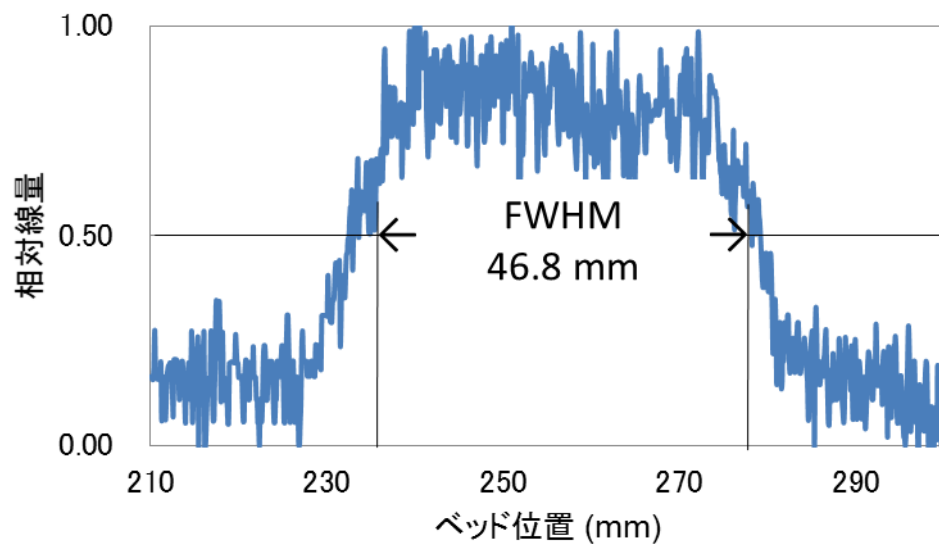


図 8 320 列ワイドボリュームモードにおける二回転目と三回転目の重なりの長さ
重なりの長さは FWHM より算出した。最大濃度を 1.0 とした。

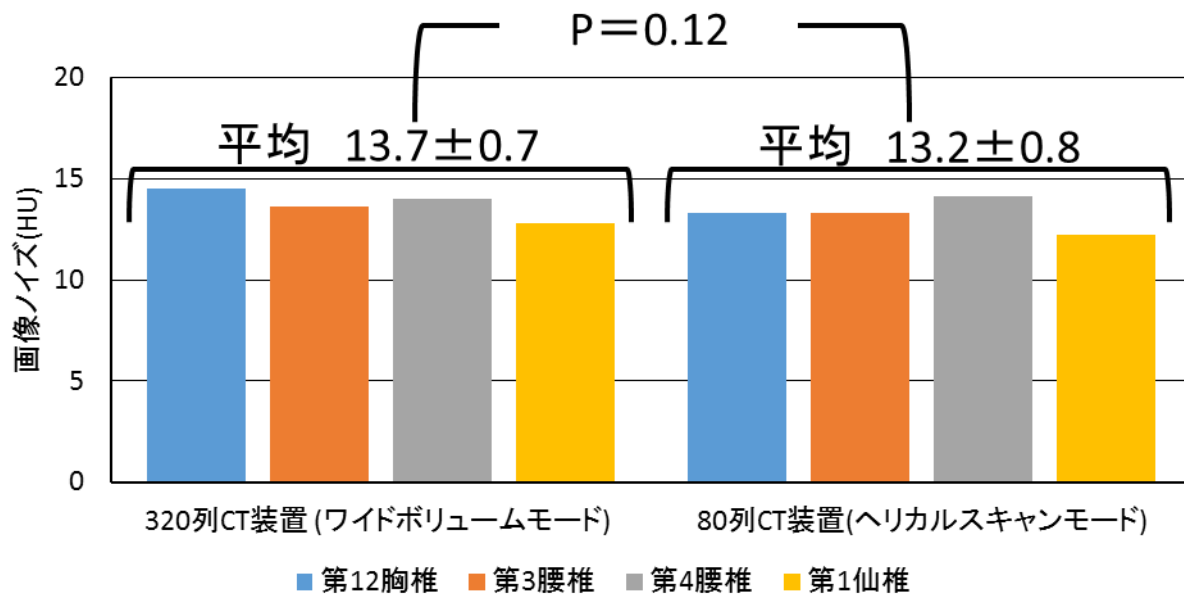


図9 320列ワイドボリュームモードと80列ヘリカルスキャンモードにおける各椎体レベルの画像ノイズ比較

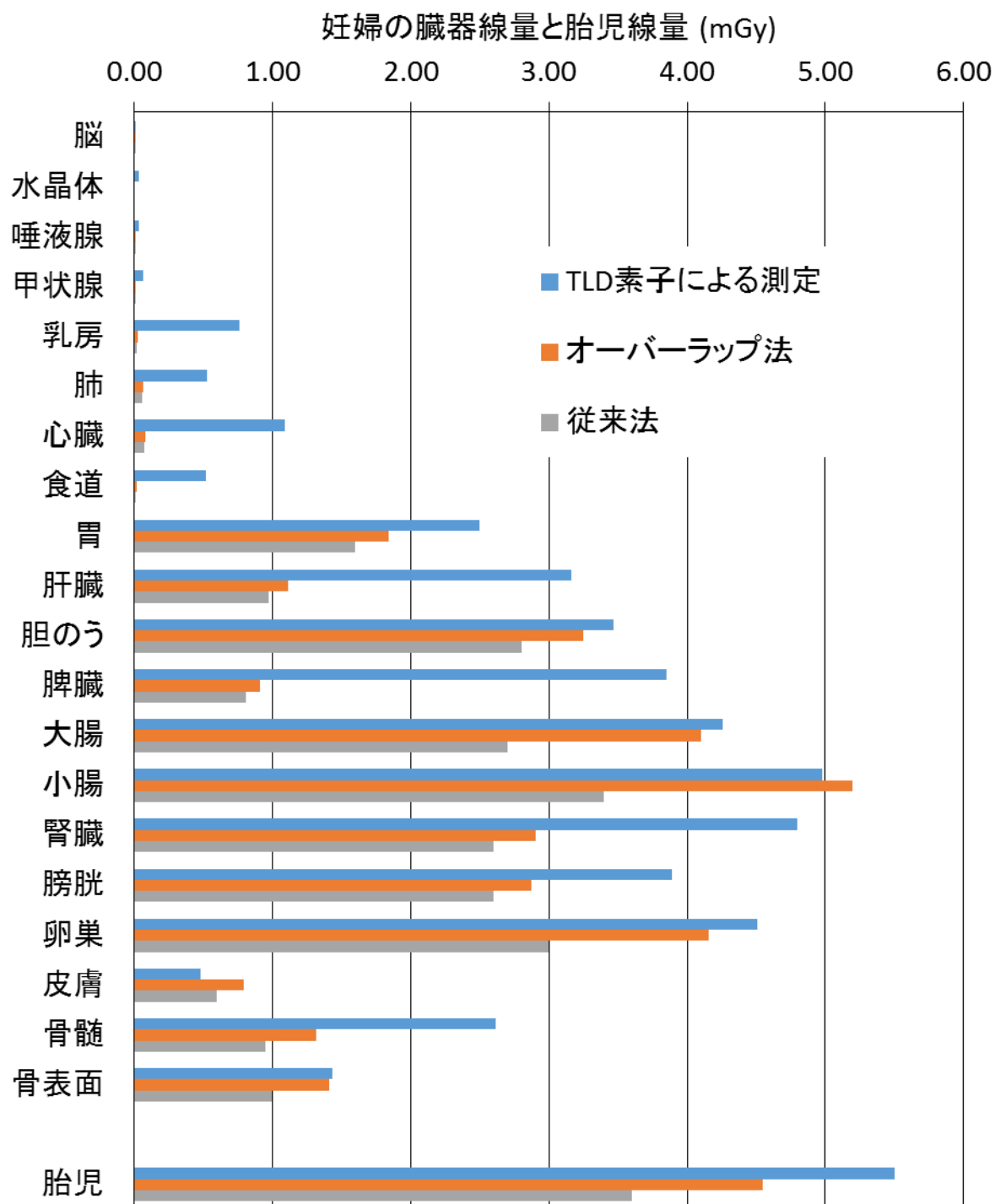


図 10 320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子、オーバーラップ法、従来法による妊婦の臓器線量と胎児線量の比較

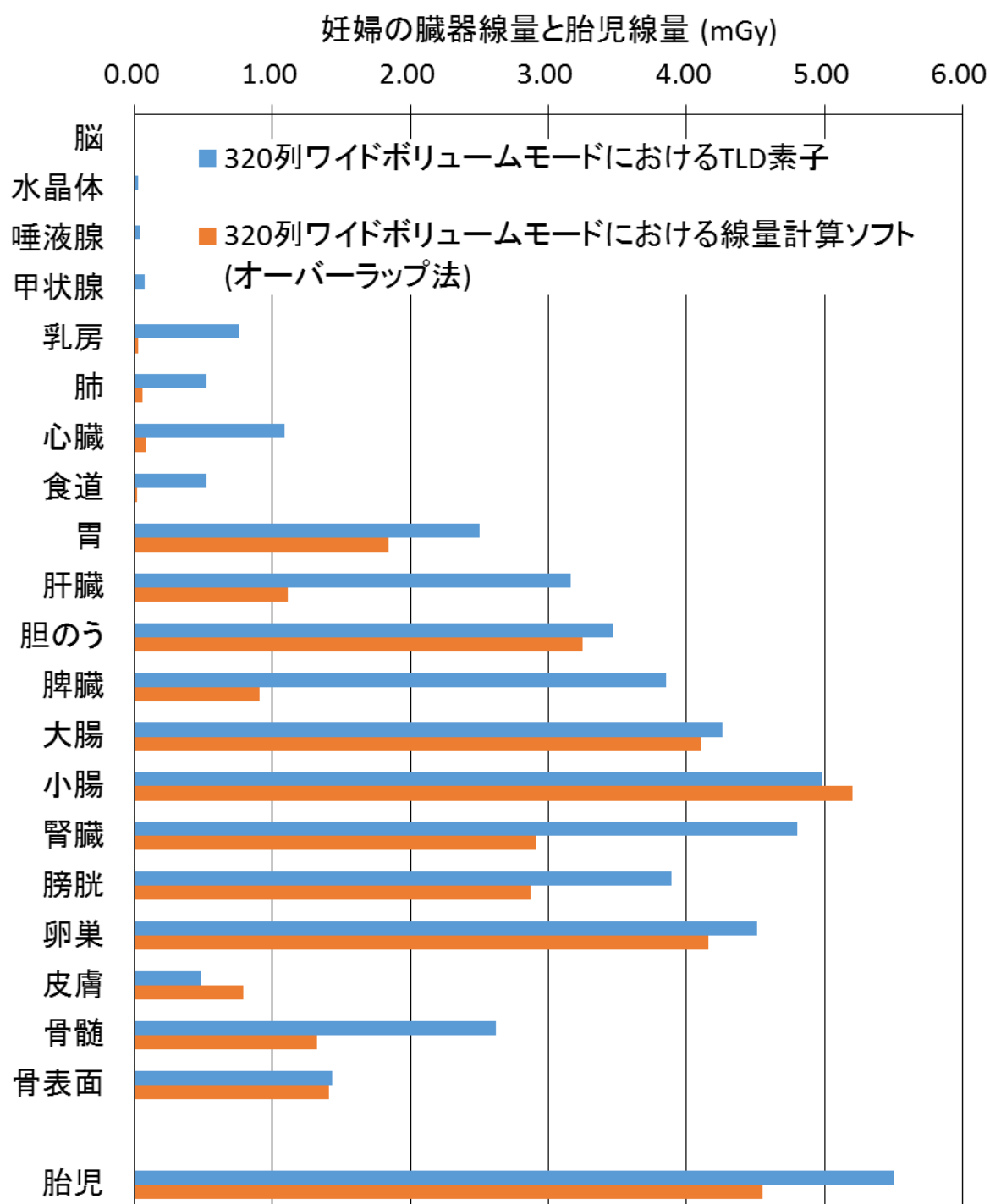


図 11 320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子と線量計算ソフト(オーバーラップ法)による妊婦の臓器線量と胎児線量の比較

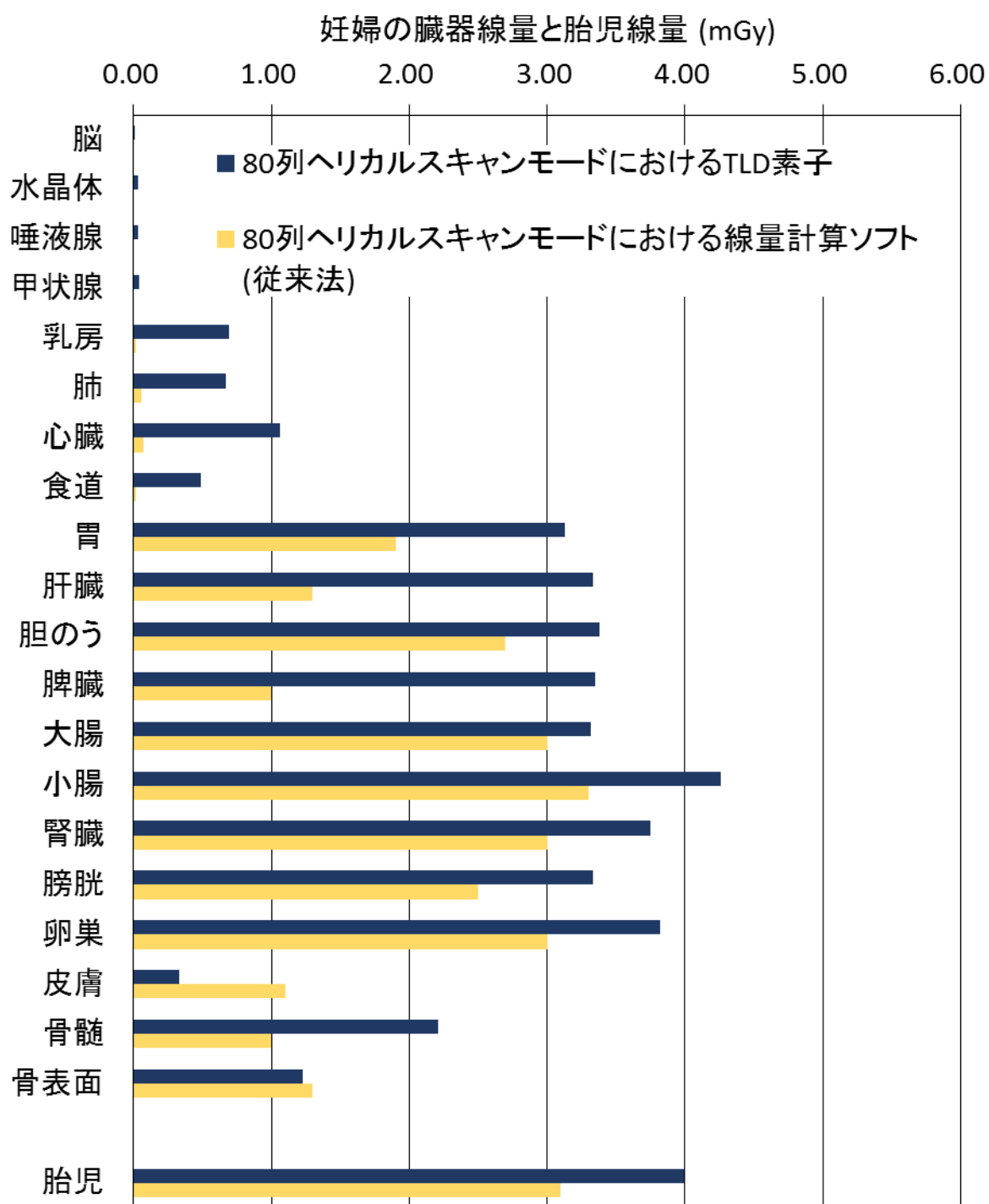


図 12 80 列ヘリカルスキャンモードにおける TLD 素子と線量計算ソフト(従来法)による妊婦の臓器線量と胎児線量の比較

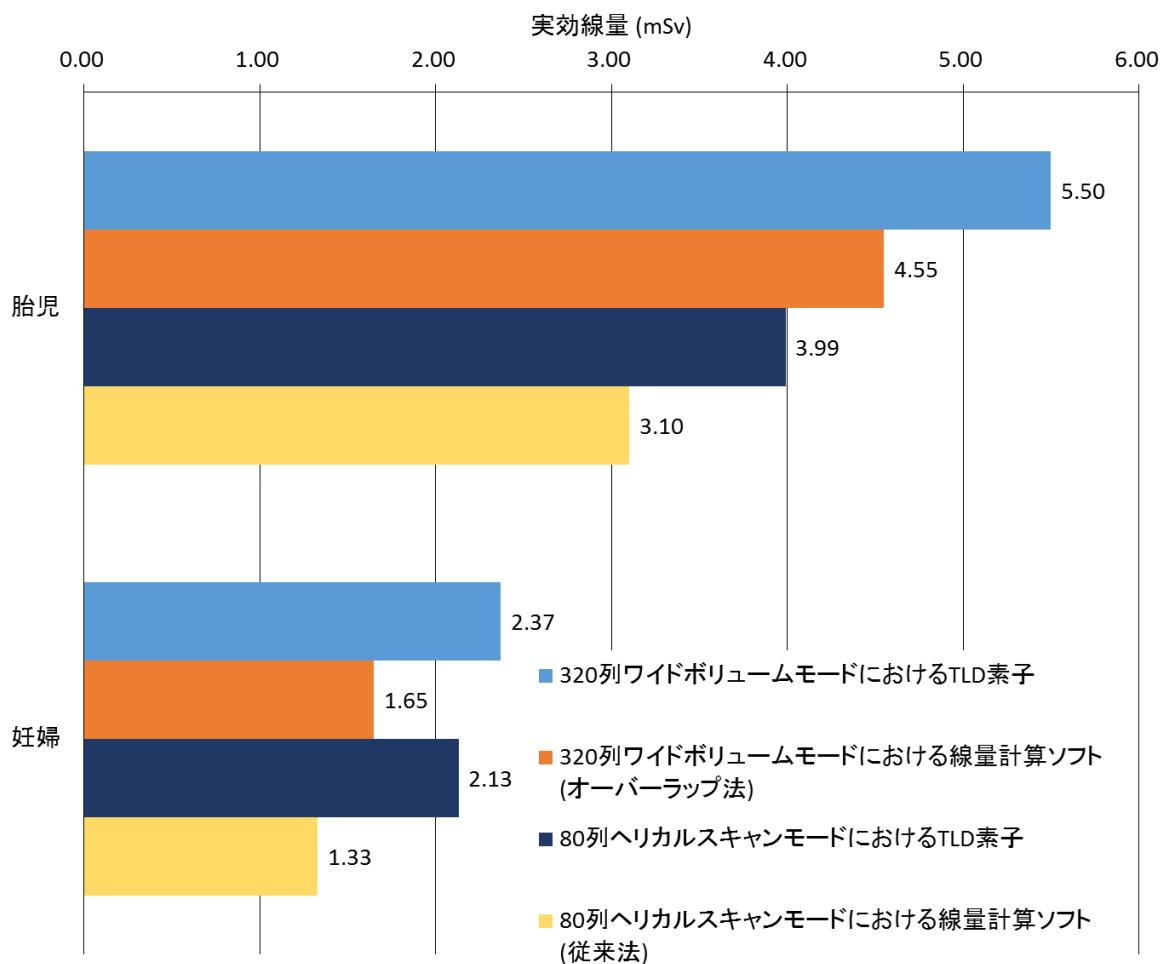


図 13 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける TLD 素子と線量計算ソフトによる胎児と妊婦の実効線量の比較

1 1 表

表 1 TLD 素子による測定時の撮影条件

	ビーム幅 (mm)	ピッチ ファクタ	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	回転速度 (s)	スキャン長 (mm)	再構成 関数	表示 CTDI _{vol} (mGy)*	表示 DLP (mGy cm)
320列CT装置 ワイドボリューム	240×0.5	—	100	10-600	0.5	264	FC03	3.3	98.5
80列CT装置 ヘリカルスキャン	80×0.5	1.39	100	10-600	0.5	264	FC03	2.3	75.4

*CTDI_{vol} は 32 cm PMMA ファントムに対する値である。

表 2 TLD 素子を用いた線量測定における TLD 素子数と妊婦の臓器線量、胎児線量

	妊婦																				胎児	表示 CTDI _{vol}
	脳	水晶体	唾液腺	甲状腺	乳房	肺	心臓	食道	胃	肝臓	胆のう	脾臓	大腸	小腸	腎臓	膀胱	卵巢	皮膚	骨髄	骨表面		
TLD素子数	3	4	2	4	4	16	3	5	5	9	2	2	15	2	4	4	2	40	24	22	25	
320列CT装置 ライトボリウムモード	0.00	0.03	0.04	0.07	0.76	0.52	1.09	0.52	2.50	3.16	3.47	3.85	4.26	4.98	4.80	3.89	4.51	0.48	2.62	1.43	5.50	3.30
80列CT装置 ヘリカルスキャンモード	0.01	0.03	0.03	0.04	0.69	0.67	1.06	0.49	3.13	3.33	3.38	3.35	3.32	4.26	3.75	3.33	3.82	0.33	2.21	1.23	3.99	2.30
320列CT—80列CT	-0.01	0.00	0.01	0.03	0.07	-0.15	0.03	0.03	-0.63	-0.17	0.09	0.50	0.94	0.72	1.05	0.56	0.69	0.15	0.41	0.20	1.51	1.00

(mGy)

表 3 TLD 素子を用いた線量測定における胎児と妊婦の実効線量

	胎児	妊婦	胎児/妊婦
320 列 CT 装置 ワイドボリューム	5.50	2.37	2.32
80 列 CT 装置 ヘリカルスキャン	3.99	2.13	1.87
320 列 CT 装置— 80 列 CT 装置	1.51	0.24	0.45

(mSv)

表 4 320 列ワイドボリウムモードにおける TLD 素子、オーバーラップ法、従来

法による実効線量の比較

	胎児	妊婦
TLD 素子による測定	5.50	2.37
オーバーラップ法	4.55	1.65
従来法	3.60	1.25

(mSv)

表 5 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける各

DLP と胎児実効線量、妊婦実効線量の比

	スキャン数	ビーム幅 (mm)	スキャン長 (mm)	DLP (mGy cm)	胎児 実効線量 (mSv)	妊婦 実効線量 (mSv)	胎児 実効線量と DLPの比	妊婦 実効線量と DLPの比
320列CT装置 ワイドボリューム	2	120	176	62	3.51	1.05	0.06	0.02
		128	184	68	3.82	1.15	0.06	0.02
		140	204	74	3.96	1.29	0.05	0.02
		160	232	88	4.40	1.54	0.05	0.02
	3	120	264	93	4.55	1.65	0.05	0.02
		128	276	102	5.32	1.81	0.05	0.02
		140	306	111	5.50	2.01	0.05	0.02
		160	348	132	6.52	2.35	0.05	0.02
80列CT装置 ヘリカルスキャン	1	40	176	52	2.50	0.83	0.05	0.02
			184	54	2.60	0.85	0.05	0.02
			204	58	2.70	0.99	0.05	0.02
			232	67	2.90	1.14	0.04	0.02
			264	78	3.10	1.33	0.04	0.02
			276	80	3.10	1.34	0.04	0.02
			306	90	3.20	1.51	0.04	0.02
			348	101	3.30	1.68	0.03	0.02

1 2 図表の説明

図 1 TLD 素子による線量測定に用いた妊婦ファントム

妊婦ファントムは既存の人体ファントム(Alderson Rando phantom、Phantom Laboratory)に対し、胎児を想定した位置に水を含んだビーチボールを配置して作成した。

人体ファントムは輪切りに分割することが可能であり、各断面内の目的臓器に複数の TLD 素子を挿入することができる。

図 2 人体ファントム内の TLD 素子の配置図

ピンク色の丸印は胎児線量の測定に用いた TLD 素子の位置を示し、黄色の丸印は妊婦の臓器線量の測定に用いた TLD 素子の位置を示した。また、白色で網掛けした箇所は胎児位置を示した。

図 3 画像ノイズ測定用の ROI

各 ROI は 5.0cm^2 であり、4 つの異なる椎体レベルで測定した。

図 4 線量計算ソフト使用時における 320 列ワイドボリュームモードの 2 つの線量推定方法に関する概略図

線量計算ソフトのスキャン長は 5 mm 間隔での設定となるため、スキャン長は 5

mm 間隔で TLD 素子による線量測定のスキャン長に近い値を設定した。

図 5 320 列ワイドボリウムモードの線量分布と線量プロファイル

(A)は 320 列 CT 装置のベッド上に配置したガフクロミックフィルムを示した。TLD 測定で使用した 320 列ワイドボリウムモード(ビーム幅 120 mm でスキャン範囲 264 mm)で X 線照射した。

(B)は ImageJ にてプロファイル測定位置における線量プロファイルを作成し、80 列ヘリカルスキャンモードにおける線量分布の最大濃度を 1.0 とした。

図 6 80 列ヘリカルスキャンモードの線量分布と線量プロファイル

(A)は 80 列 CT 装置のベッド上に配置したガフクロミックフィルムを示した。TLD 測定で使用した 80 列ヘリカルスキャンモード(ビーム幅 40 mm でスキャン範囲 264 mm、ピッチファクタ 1.39)で X 線照射した。

(B)は ImageJ にてプロファイル測定位置における線量プロファイルを作成し、80 列ヘリカルスキャンモードにおける線量分布の最大濃度を 1.0 とした。

図 7 320 列ワイドボリウムモードによる一回転目と二回転目の重なるの長さ

重なるの長さは FWHM より算出した。最大濃度を 1.0 とした。

図 8 320 列ワイドボリュームモードにおける二回転目と三回転目の重なりの長さ
重なりの長さは FWHM より算出した。最大濃度を 1.0 とした。

図 9 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける各椎
体レベルの画像ノイズ比較

図 10 320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子、オーバーラップ法、従
来法による妊婦の臓器線量と胎児線量の比較

図 11 320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子と線量計算ソフト(オーバ
ーラップ法)による妊婦の臓器線量と胎児線量の比較

図 12 80 列ヘリカルスキャンモードにおける TLD 素子と線量計算ソフト(従来法)に
よる妊婦の臓器線量と胎児線量の比較

図 13 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける
TLD 素子と線量計算ソフトによる胎児と妊婦の実効線量の比較

表 1 TLD 素子による測定時の撮影条件

表 2 TLD 素子を用いた線量測定における TLD 素子数と妊婦の臓器線量、胎児線量

表 3 TLD 素子を用いた線量測定における胎児と妊婦の実効線量

表 4 320 列ワイドボリュームモードにおける TLD 素子、オーバーラップ法、従来法による実効線量の比較

表 5 320 列ワイドボリュームモードと 80 列ヘリカルスキャンモードにおける各 DLP と胎児実効線量、妊婦実効線量の比